

Title	X線ビデオデンシトメトリーの研究 Ⅰ. システム設計及び製作
Author(s)	須田, 義雄
Citation	日本医学放射線学会雑誌. 1975, 35(7), p. 572-579
Version Type	VoR
URL	<a href="https://hdl.handle.net/11094/15617">https://hdl.handle.net/11094/15617</a>
rights	
Note	

*Osaka University Knowledge Archive : OUKA*

<https://ir.library.osaka-u.ac.jp/>

Osaka University

# X線ビデオデンシトメトリーの研究

## I. システム設計及び製作

須田 善雄

(昭和50年1月27日受付)

(昭和50年2月21日最終原稿受付)

## Studies on the x-ray videodensitometry

### I. System design and configuration

Yoshio Suda

Division of Clinical Research, National Institute of Radiological Sciences, Chiba Japan

---

Research Code No.: 208

---

Key Words: X-TV, Videodensitometry, Dynamic image processing

---

The technique known as an X-ray fluorodensitometry has been used to investigate cardiac and pulmonary functions. Recently X-ray television has been more and more employed for dynamic image study of human organs. The videodensitometry technique has a large flexibility in the measurement and analysis of static and dynamic TV images, and could be widely used for the clinical examinations.

This paper describes:

- 1) Videodensitometry system developed by the authors.
- 2) Basic circuit configuration of area integrator of video images which is designed for the purpose of I/O device of a computer, with special consideration paid for the reduction of sample points.

A special feature of this area integration circuit configuration is the two step integration process. As a first step horizontal segments of interesting area are integrated one by one and each integrated outputs are sampled and holded during next one complete horizontal sweep period. Second integrator integrates these holded outputs from the first line to the last line of sampling area. The output of the second integrator gives the sequential value of densitometry.

- 3) Circuit of video area integrator which was designed and constructed by the assembly of commercially available electrical parts.

- 4) Detectability of X-ray videodensitometry systems for dynamic signals from various parts of human organs. Respiratory functions, passage of meals through esophagus and vascular pulsation in the chest region could be detected successfully and quantitatively. Pulsation signals from head or brain was too low to be directly detected by the present system. However even this kind of minute movement could be detected by the use of some kind of noise suppression device, bandpass filters, signal averaging technique and others.

### 1. まえがき

X線透視装置を利用して生体動態信号を抽出する試みは、古くは1945年頃の Henny 等の Electro Kymograph<sup>2)</sup>と言われたものがある。近年X線TV装置が導入されるようになってから Video 信号を電氣的に処理し、動態情報を抽出する試みがなされてきた。Video Densitometry<sup>1)3)</sup>もその一つで、生体の局部のX線透過度の時間的変化をテレビ画面の局所的濃度変化として電氣的に取り出すものである。比較的簡単なシステムで実時間動態情報が取り出せるといふ点で純粋なデジタルシステムに較べ利点があるが、複雑な処理には向かない欠点がある。従つて互の欠点を補えるようなハイブリッドシステムを作る必要があり<sup>4)</sup>、そのためのアナログ回路系の一部に転用できるものとしてX線テレビ画像計測装置(ビデオデンストメトリー装置、Video Densitometry 装置)を設計し、その特性を調べた。又、特定の生体動態信号に対して要求されるシステム精度の目安を与えるため生体動態信号の検出レベルを示す。

### 2. システム設計の目標

我々のシステム設計に於いては次の点が考慮されている。

a) 複合映像信号を入力とし、モニター上に設定される任意の位置、任意の型をもつた連結領域内の輝度信号をフィールド毎に積算し、実時間で出力できること。

b) 複数の積分出力に拡張でき、相関、四則演算等ができること。

c) デジタル処理のための入力装置として使用に便利なこと。

### 3. システム構成

#### 3-1. 装置の構成 (Fig. 1)

入力複合映像信号はX線テレビ(以下X-TVと略す)カメラ、VTR、Video disc等より供給される。同期クランプ回路、レベル調整、ゲイン調整を通つて面積積分器に入り、フィールド毎の積分値が垂直同期信号VDによつてサンプルホールドされ出力される。出力信号は扱う動態信号の周波数帯域、性格に応じて、周波数フィルター、速度変換装置、加算平均装置等を通して記録される。他方入力複合映像信号から周期分離により得られた水平及び垂直同期信号から全ての部分のタイミング信号及び積分領域指定信号が生成される。

#### 3-2. 積分領域発生機構

a) モニター上に設定される積分領域を与えるウィンドウ信号の発生は phase locked oscillator及びカウンターを用い、1フィールド内の有効画面内で約200×200番地を発生させ、この番地をデジタルスイッチで撰択しウィンドウを作成する。

b) 具体的に番地附けのやり方を述べると、まず垂直方向の番地は垂直同期信号をスタート信号に用いプリセットカウンターでHDを計数して与える。水平方向の番地はHDに phase lock した4MHzの発振器出力をプリセットカウンターで計数することにより与える。

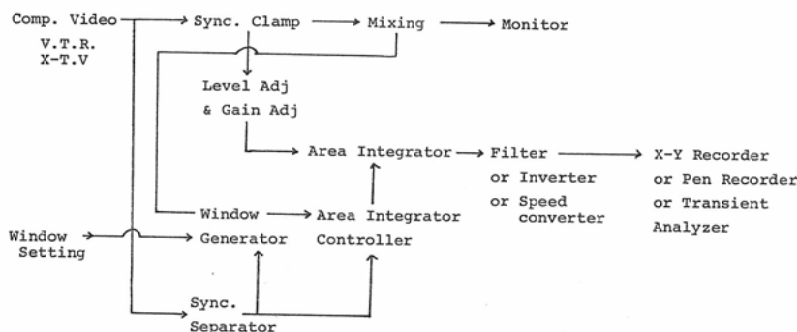


Fig. 1. Video densitometer block diagram

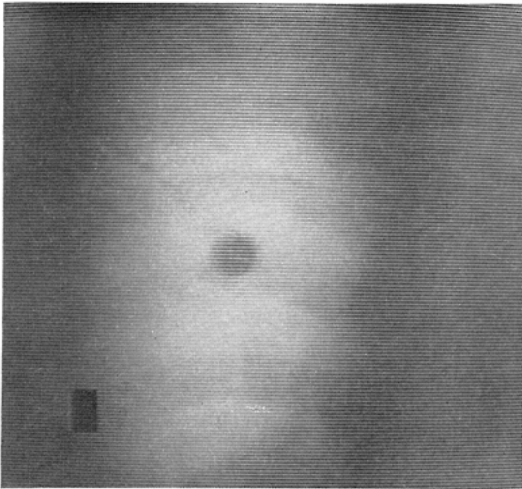


Fig. 2. monitor display of right breast TV image showing one square integral area in the right lower portion of image and ECG terminal in the center of the image used for averaging trigger

c) 一点の位置指定は、垂直水平夫々十進三桁のデジタルスイッチの設定値を一致回路を用いて、垂直水平カウンター出力との一致を取つて行なう。水平走査の一部分のサンプルウィンドウ発

生には垂直用デジタルスイッチ1個で水平走査線を撰択し、水平用2個でウィンドウの始点と幅を与える。同様に矩形の場合には各2個ずつ計4個のデジタルスイッチが必要となる。従つて互に長さ及び始点の異なる水平走査区間の一部を構成要素とした不定形の領域の指定には、領域の大きさが増すと多数のデジタルスイッチが必要となり、ミニコン等との接続により、安価な領域指定機構を作る必要がある。以下のデータの収録には矩形のウィンドウを用いた。

d) 作られたウィンドウ信号は複合映像信号をスイッチし、積分領域をモニター上に一樣な濃度の区域として表現する (Fig. 2)。他方、ウィンドウ信号は面積積分器に送られ、積分器の開閉信号に用いられる。

#### 4. 面積積分器の回路方式 (Fig. 3)

4-1. アナログ積分器を用いるため、時間積分方式をとらねばならないが、TV走査方式では走査線毎のサンプル積分値を積み上げて面積積分を行なう必要がある、サンプル積分ホールドの組合せを工夫しなければならない。

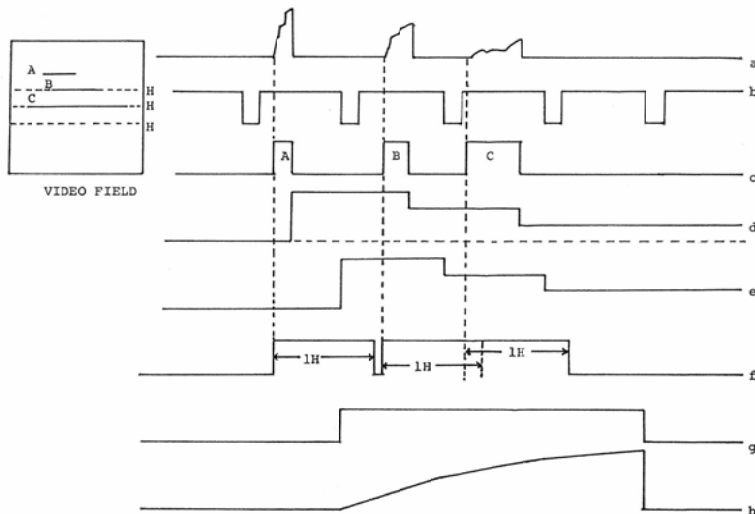


Fig. 3. Video area integrator timing diagram

a. INT-1 out    b. Horizontal drive signal (HD)    c. INT-1 Window    d. SH1 out  
e. SH1 out sampled by HD    f. 1H generator out    g. INT-II Window (1H generator out sampled by HD)  
h. INT-II out

本装置の方式では二段階の積分を行なう。最初積分領域内に含まれる各水平走査線の部分について初段の積分器で積算し、夫々の積分出力をサンプルホールドする。このサンプルホールド期間は各積分区間の含まれる水平走査区間の次の1水平走査の全区間とする。従つてサンプルホールド回路は2系統必要である。この1水平走査期間づらし、一水平走査の全区間に引き延ばした夫々の積分値は、積分領域の最上段の水平積分区間の次の水平走査区間の始点より、最下段の水平積分区間の次の水平走査区間の終了まで各々の水平積分期間に対して1水平走査全区間づつ時間的に連続に初段積分器の積分出力が並ぶことになる。従つて面積積分値を求めるには、このサンプルホールド値を最上段の水平積分区間に対応するものの始点から最下段のその終点まで時間的に連続に積分すればよい。この方式による回路配列を信号通過順序に並べると、

- 1) 各水平区間内のウィンドウ区間に対する積分器 (INT-I)
  - 2) その積分器出力を次の水平ウィンドウ区間迄保持するサンプルホールド (SH-I)
  - 3) 夫々の区間の出力を次の全水平区間保持するサンプルホールド (SH-II)
  - 4) 次段の積分器 (INT-II)
  - 5) フィールド毎の面積積分値保持用サンプルホールド (SH-III)
- となる。

4-2. 面積積分器のコントロール信号

初段積分器開閉信号及び SH-I のサンプル命令は積分ウィンドウ信号から生成される。SH-II のサンプル命令は水平同期信号を用いる。後段積分器の開閉信号は積分ウィンドウに含まれる各水平走査区間の部分の前端より1Hの長さの one shot pulse を作り、これをHDでサンプルして得る。この one shot 回路は再トリガ可能なものでなけ

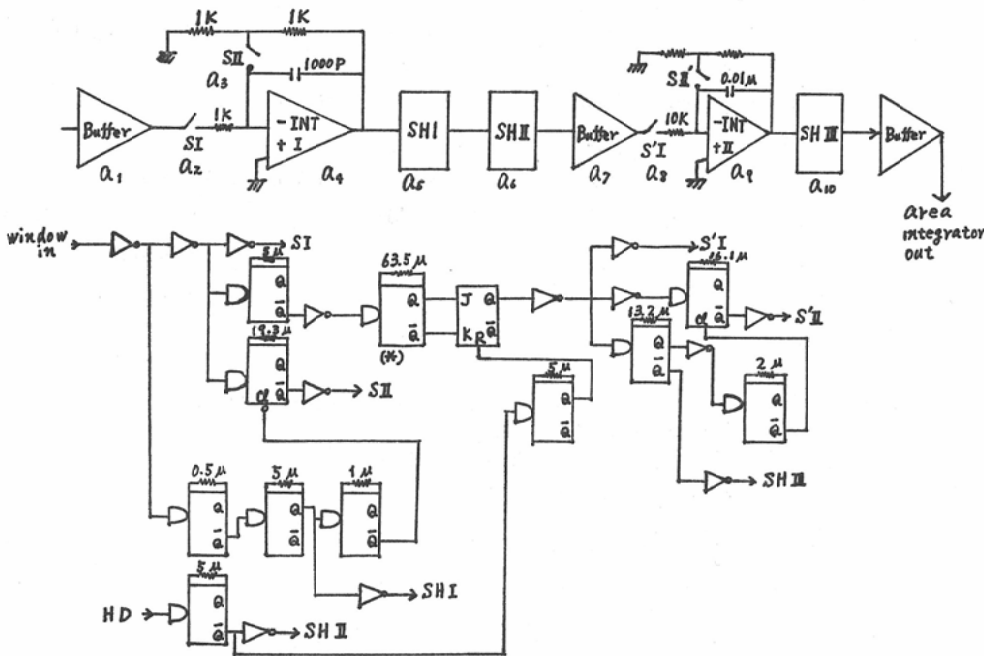


Fig. 4. Area integrator circuit diagram

- a1, a4; 120A (Analog Dev)    a2, a3; DG181A (Siliconix)    a5, a5; SHA-1A (Analog Dev)  
 a7 3507J (Burr Brown)    e8, 9859/15 (Burr Brown)    a9, 4013/25 (Burr Brown)  
 a10, 4035/15 (Burr Brown)

ればならない。即ち積分ウィンドウが不規則な場合には1 H長の one shot pulse が互に重なりあう場合があるからである。

4-3. 面積積分器回路の実際例 (Fig. 4)

図に示した回路は本システムで使用されている実際の回路であり、容易に入手可能な素子で構成され、試作し易い形式を取っており、雑音に対しての強さと、結線数が少ない点からタイミング回路はほとんど one shot 素子で構成した。

初段積分器は本回路に於いて最も広帯域性が要求され、映像周波数帯域での積分ができなければならない。現在では 100MHz 程度の利得帯域幅積をもった比較的理想的な演算増幅器が使えるが、さらに帯域を延すことが望ましい。初段積分器のアナログスイッチには SPST Junction FET switch を用いている。公称 100MHz まで一定抵抗値を持つ。後段の積分器は普通市販されているもので差支えない。

4. システム特性

5-1. ビデオデントメーター単体の特性

パターンジェネレーターによる階段波 (10段直線性±3%) テストによる grey scale linearity (l)はウィンドウとして1 H区間の一部 (1 μ sec 長)をとつた場合算出式として  $l = (A/10-a) / A \times 100$  (ここでAは階段波ピーク電圧, aは各段間の出力電圧)を用いると±6.6%であり、パターンジェネレーター自身の直線性を考慮すると±4%以下と言える。

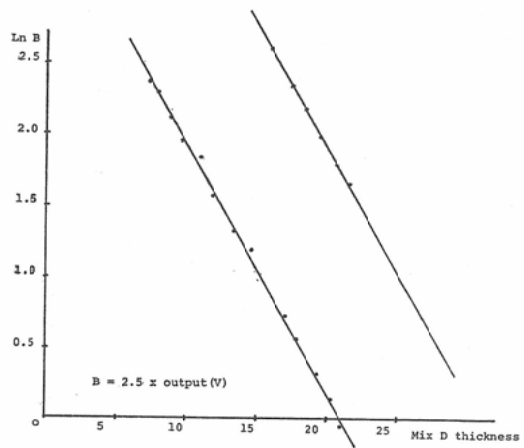


Fig. 5. Thickness of Mix D phantom and logarithmic output of integrators sampled by two size of windows

面積に対する直線性は1~8倍の面積比に対して同様の式を用いて±2.6%であつた。感度は出力電圧対映像信号電圧比として1 μ sec 線分に対して10.1, 雑音は映像レベルによらず6.3mVであつた。他方 X-TV 入力で X ray off の場合の雑音は16.2mVである。

4-2. Mix D ファントムを用いたシステム特性

X線出力70KVp, 1 mA, SSD/50cm, 絞り全開の場合 Mix D 7.5cm~21cmを用いて, Mix D に対する半価層を2種の積分 window について求めると, 共に 3.8cmであり積分 window によらない (Fig. 5).

Table 1 Thickness of phantom and Signal noise ratio in the X-ray videodensitometry  
Analysis time; 5 sec, X-ray; 70 KVp, 1mA  
Sampled width; 1μsec from each horizontal segment  
Number of segments; 1 or 7  
 $SN = -20 \log \frac{\text{Noise (p-p)}}{\text{Signal (p-p)}}$

	MiXD 11.9cm		MiXD 14.9cm		MiXD 20.5cm		Step Pattern Generator Noise (mv)	X-TV noise (mv) when x-ray off
	Signal (V) Noise (mv)	S N	Signal (V) Noise (mv)	S N	Signal (V) Noise (mv)	S N		
7 Segments area	14.53 92.7	43.9	5.72 71.2	38.1	2.22 34.5	36.2	6.3	16.2
1 Segment area	1.98 43.8	33.1	1.18 35.6	30.4	0.47 22.5	26.4	2.5	9.9

S N比を電圧比 db で表わすとウィンドウ/ $\mu$  sec 長1本, 解析時間5 sec の時 Mix D 11.9cm, 14.9cm, 20.5cm に対し, 33.1, 30.4, 26.4 db でありウィンドウ1  $\mu$  sec 長 $\times$ 7本の場合夫々43.9, 38.1, 36.2 db であり面積を広げることによる加算平均効果がみられる (Table 1).

5. 人体動態信号のレベル

5-1. 現在のシステムで検出可能な動態信号のレベル及び検出に要求されるシステム精度の程度を調べるため動態信号のレベル及び S N比を調べた. 生体の場合目的とする動態信号以外に種々の辺縁臓器, 筋肉収縮等からの信号が混入するので直接観測データから S N比を測定できない. 従って検出部位の身体の厚みに当価な Mix D 厚でのノイズを目的とする動態信号の peak to peak 電圧値と比較した. 従って等価 Mix D に対する S N比及び検出される動態信号の身体厚に対応するベース電圧レベルとの電圧比 db との差が動態信号自身の S N比とみなされる (Table 2).

Table 2 Ratio of dynamic signal to body back level

	base level (V)	dynamic signal (V) (p-p)	$20 \log \frac{\text{base level}}{\text{dyn. signal}}$
esophagus barium	5.0	1.65	9.6
breath	8.1	2.4	10.6
pulsation at aorta	6.0	0.29	26.3
peripherals of lung	8.0	0.084	39.5
neck	18.5	0.056	50.3
head	1.1	—	64.2(*)

(\*) estimated value

但し, 頭部は頸部血流量に対して5分の1と推定して算出している.

動態信号を取り出される身体局部の厚みに相当する出力と動態信号出力の電圧比 db は食道バリウム通過に対して 9.6 db, 呼吸10.6 db 脈波では動脈弁部26.3 db, 肺辺縁39.5 db, 頸部50.3 db であつた. 従って動態信号 S N比としては Table 2

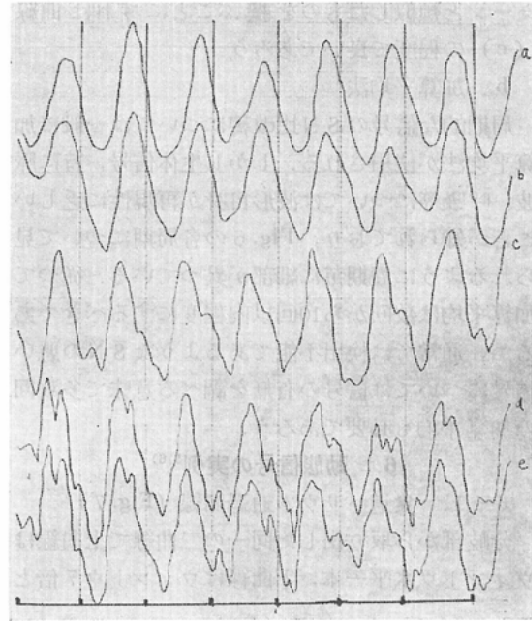


Fig. 6. Bandpass filtrated videodensity curve of the lung. The same curve is filtered by various bandwidth. Bandpass widths of the curve a; 1-3 Hz b; 0.6-3 Hz c; 0.6-6 Hz d; 0.6-10 Hz The lower two curves d and e are recorded in the same conditions. They shows reproductivity of the videodensity curve extracted from recording. The lowest pulsed markers show ECG R-peaks.

を参照して概算すれば, 食道バリウムで28.5 db, 呼吸では29.4 db であるが, 脈波についてはいずれも15 db より悪い.

5-2. 動態信号 S N比の改善法

a. 帯域フィルターの使用:

目的とする動態信号の周波数帯域に合った帯域フィルターを用いることにより, S N比が改善できる. Fig. 6に肺部脈波をVTRに収録した呼吸停止時の胸部画像から取り出し, 同一場所の脈波について色々な帯域フィルターを施した例を示す. 下方の二曲線はVTR像からの脈波抽出の再現性を示したものであり, 同一の過程を2回くり返したものである. 使用VTRは通常X-TV用として多数使われているものであるが細部の再現が得られない. この脈波に適した帯域フィルターの撰択の基準として, 他の脈波検出法で得られるバ

ターンと類似したものを撰ぶことにすれば曲線(c)の程度で良いであろう。

#### b. 加算平均法

周期的な信号のSN比改善については一般に加算平均法が使用される。しかし生体信号、特に脈波、呼吸等については波形自身が再現性に乏しいことが知られており、Fig. 6の各周期について見られるように周期毎に細部が異つている。従つて加算平均は数回から10回以内程度にするべきであるが、通常では検出不能であるようなSNの悪い信号については信号の有無を調べる意味で多数回の加算平均も必要であろう。

### 6. 動態信号の実例<sup>5)6)</sup>

#### 6-1. 食道バリウム通過曲線 (Fig. 7)

分岐部から取り出した同一の二曲線上で上曲線はウィンドウ水平一本、下曲線はウィンドウ7倍と

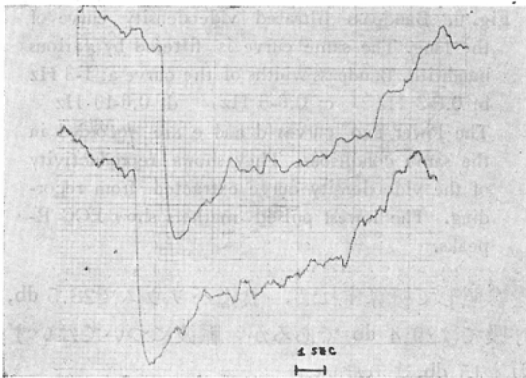


Fig. 7. Passage curves of barium meals through the esophagus recorded from the same recording in VTR. The integral area of the upper curve is fifth times greater than that of the lower curve. The upper is smoother than the lower due to noise suppressing effect of the area integrating method.

したもので下方のSNは改善されている。通過曲線に重なっている周波数のより高い周期波は脈波である。

#### 6-2. 脈波

Fig. 8, Fig. 9に肺部脈波の例を示す。これらはECGのR波を同期信号に用い平均加算を3回施してある。又帯域フィルターを通してある。



Fig. 8. Density curve at the center of left lung field. The lower curve is ECG R-wave trigger signals for signal averaging recorded simultaneously in VTR. The density curve is averaged three times.

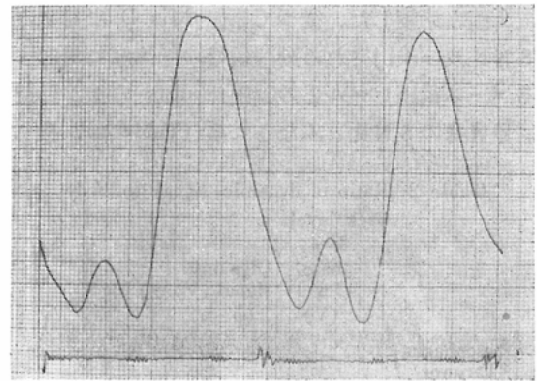


Fig. 9. Density curve in left ventricular portion of the heart. The recording conditions are the same with Fig. 8.

### 7. discussion

7-1. 現在X-TVは臨床上モニターとしてしか使用されていないが、動態画像としての情報量は多く、定量的計測の手段としても充分利用可能である。診断に有効な情報の抽出方法の開発が望まれる。他方現在使用されているX-TVの同期信号系はほとんど全て簡易型であり、画像処理システムの構成要素として取り入れるには障害が多く、同期の標準化或は外部同期化を行なわなければ各機種、各施設での共通処理システムが使われない。この点でX-TV機器の標準化が望まれる。又撮像系統も画質の点で改良され、微小動態信号



の検出能が向上すれば、空間的な人体臓器の動態解析システムとして発展することができると思われる。

7—2. 動態画像の処理の方法としては静止画像で行なうような全てデジタル的な情報に直してから処理する方法はデータの莫大さから現実的でなく、何らかの標本点削減の方法を取り入れる必要がある。本装置もその一種とみなせる。

## 8. 結 語

1) Video Densitometry 装置の基本回路形式とその実際の回路例を示した。

2) 種々の動態信号解析に要求されるシステム精度の目安として、動態信号のレベルを実測し、現システムでのSN比を調べた。

3) SN比改善法として帯域フィルター、加算平均法を検討した。

4) 本システムで記録した動態信号の例を示した。

稿を終るにあたり、御指導いただいた放医研臨床研究部梅垣洋一郎部長、飯沼武室長、並びに福田信男先生に

心より感謝致します。なお本研究は厚生省がん研究助成金（梅垣班）の援助をうけた。

## References

- 1) Earl H. Wood, Ralph E. Sturm and Jacob J. Sanders: Data Processing in Cardiovascular Physiology with Particular Reference to Roentgen Videodensitometry Mayo Clinic Proc. 39 (1964), 849—865.
- 2) George C. Henny, M.S. and Bert R. Boone: Electrocardiograph for Recording Heart Motion Utilizing the Roentgenoscope. Amer. J. Roentgenol. 54 (1954), 217—229.
- 3) Norman R. Silverman: Clinical Video-Densitometry. Radiology 103 (1972), 263—265.
- 4) 滝沢正臣: X線テレビ像の動態解析装置の試作. 医用電子と生体工学10 (1972), 394—400.
- 5) 梅垣洋一郎: 電子計算機のX線診断への応用. 1. 図形認識を中心に. 臨床外科. 25 (1), (1970), 11—19.
- 6) V.G. Cattrell, D.H. Franklin and A.E. Kirkpatrick: Gamma Densitometry in the Study of Ventilation and the Pulmonary Circulation. Clin. Radiol. 21 (1970), 396—402.